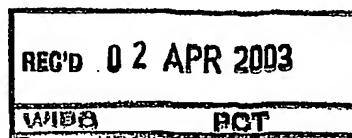


24.03.03

**PRIORITY
DOCUMENT**

SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)



**Prioritätsbescheinigung über die Einreichung
einer Patentanmeldung**

DE 10 2002 0063

Aktenzeichen: 102 14 254.8

Anmeldetag: 30. März 2002

Anmelder/Inhaber: Philips Corporate Intellectual Property GmbH,
Hamburg/DE

Bezeichnung: Organspezifische Rückprojektion

IPC: G 06 T, A 61 B

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 24. Februar 2003
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

Wassmaier

ZUSAMMENFASSUNG

Organspezifische Rückprojektion

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur selektiven Darstellung von Körperstrukturen, bei dem

- 5 - ein erster Bilddatensatz mittels eines ersten Tomographieverfahrens erfasst wird,
 - ein zweiter Bilddatensatz mittels eines zweiten Tomographieverfahrens, welches eine höhere Auflösung als das erste Verfahren aufweist, erfasst wird, wobei sich die Bilddaten des ersten und zweiten Bilddatensatzes zumindest teilweise räumlich überdecken,
 - 10 - ein Bild aus dem ersten Bilddatensatz rekonstruiert wird,
 - die darzustellenden Bilddaten des ersten Bilddatensatzes mit Hilfe des zweiten Bilddatensatzes ausgewählt werden.
- 15 Um eine höhere Abbildungsqualität bei gering auflösenden Tomographieverfahren zu ermöglichen, wird erfindungsgemäß vorgeschlagen, dass
- zur Bildrekonstruktion aus dem ersten Bilddatensatz
- zunächst aus dem zweiten Bilddatensatz mindestens ein darzustellender Bildbereich ausgewählt wird und
- 20 - danach die Bildrekonstruktion aus den Bilddaten des ersten Bilddatensatzes berechnet wird, welche in dem ausgewählten Bildbereich liegen.

Fig. 1

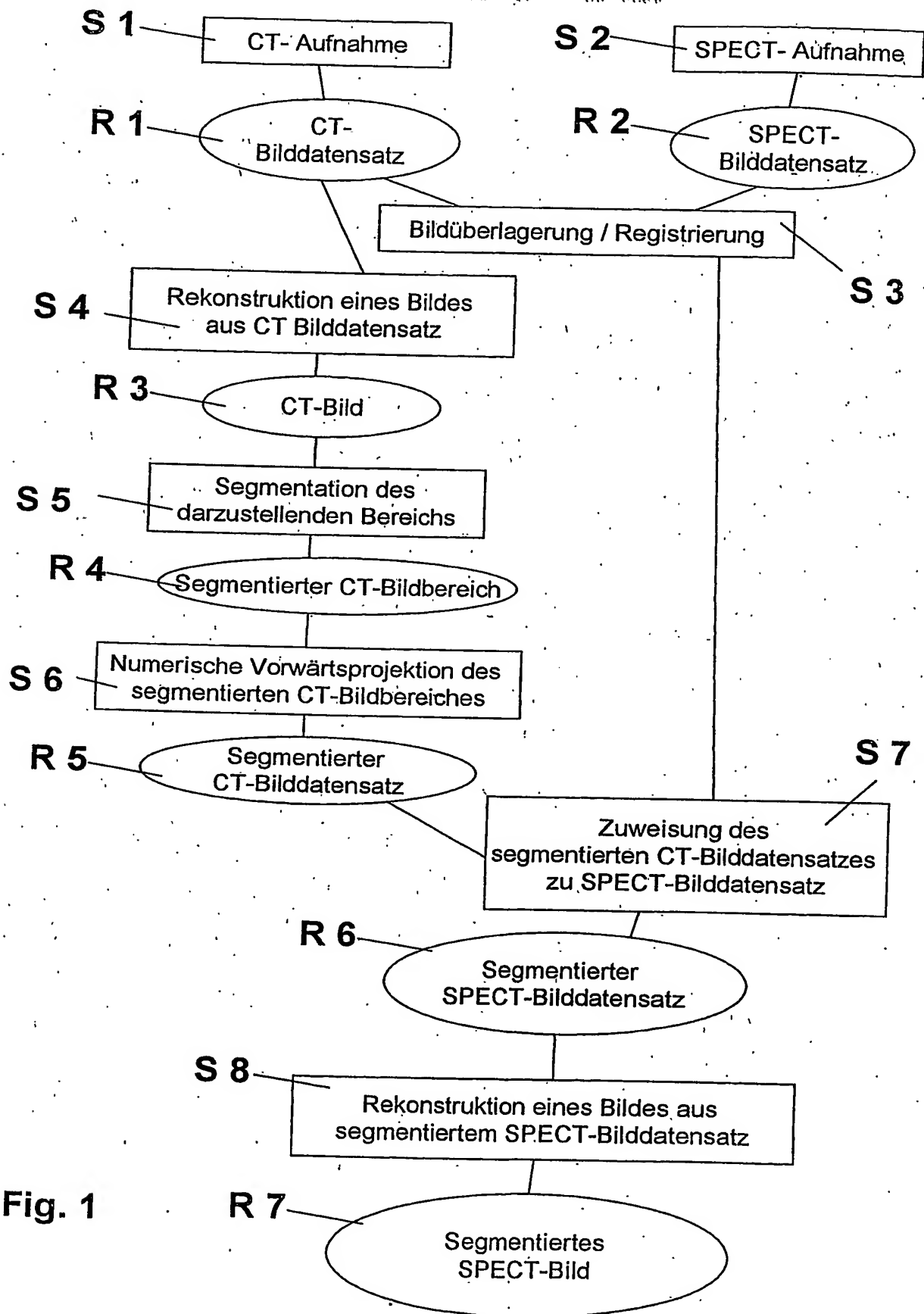


Fig. 1

BESCHREIBUNG

Organspezifische Rückprojektion

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur selektiven Darstellung von Körperstrukturen, bei dem

- 5 - ein erster Bilddatensatz mittels eines ersten Tomographieverfahrens erfasst wird,
 - ein zweiter Bilddatensatz mittels eines zweiten Tomographieverfahrens, welches eine höhere Auflösung als das erste Verfahren aufweist, erfasst wird, wobei sich die Bilddaten des ersten und zweiten Bilddatensatzes
- 10 - zumindest teilweise räumlich überdecken,
 - ein Bild aus dem ersten Bilddatensatz rekonstruiert wird und
 - die darzustellenden Bilddaten mit Hilfe des zweiten Bilddatensatzes ausgewählt werden.
15. Die Erfindung betrifft weiterhin eine Vorrichtung zur selektiven Darstellung von Körperstrukturen nach dem zuvor beschriebenen Verfahren und ein Computerprogramm zum Ablauf auf einem Computer, umfassend Programmmittel zur Ausführung der zuvor beschriebenen Verfahrensschritte.
20. Viele Tomographieverfahren, insbesondere nuklearmedizinische Tomographieverfahren wie SPECT (Single-Photon-Emissions-Computer-Tomographie) oder PET (Positronen-emissionstomographie), weisen den Vorteil auf, dass sie dem Betrachter des tomographisch erzeugten Bildes eine über die reine Morphologie hinausgehende Information bereitstellen und ggf. auch physiologische Vorgänge
- 25 abbilden. Nachteilhaft bei diesen Tomographieverfahren ist jedoch, dass sie eine nur geringe räumliche Auflösung aufweisen und somit häufig eine nur geringe Abbildungsqualität, insbesondere feiner Strukturen, erreicht wird.

Zur Vermeidung dieses Nachteils ist es bekannt, die zuvor genannten Tomographieverfahren mit einem weiteren Tomographieverfahren zu kombinieren. Hierbei wird mittels des zweiten Tomographieverfahrens der gleiche Bereich abgebildet wie mit dem zuvor beschriebenen Tomographieverfahren mit geringer Auflösung. Der Betrachter kann dann anhand des zweiten, höher auflösenden Tomographieverfahrens einen bestimmten, ihn interessierenden Bereich aus dem gesamten Bildbereich auswählen, wobei aufgrund der hohen Auflösung des zweiten Verfahrens eine sehr präzise Auswahl, eine sogenannte Segmentation, vorgenommen werden kann. Danach wird aus dem Bild, welches durch das erste, gering auflösende Tomographieverfahren erstellt wurde, mittels einer Bildregistrierung der diesem ausgewählten Bereich des hochauflösenden Tomographiebildes entsprechende Bereich des niedrig auflösenden Tomographiebildes zugeordnet und nur dieser Bereich abgebildet. Ein solches Verfahren ist in dem Artikel „Iterative Reconstruction of Emission Tomography Data with A Priori Information“, Vollmar St. et al., Transactions on Medical Imaging, 1999 beschrieben.

Nachteilhaft bei dieser Art der Kombination zweier Tomographieverfahren ist, dass hierbei das ursprüngliche, mit dem gering auflösenden Tomographieverfahren gewonnene Bild konventionell rekonstruiert wird und erst nachträglich ein mit dem hochauflösenden Verfahren gewählter Ausschnitt aus diesem Bild gewählt wird. Bei der konventionellen Rekonstruktion des Bildes erfolgt regelmäßig eine Rückprojektion der erfassten Bilddaten, bei der die bei der Bildaufnahme mittels Vorwärtsprojektion gemessenen Signale entlang der jeweiligen Projektionslinie über den gesamten Bildbereich verteilt werden. Diese Verteilung über den gesamten Bildbereich führt dazu, dass die Signale unscharf werden und der Rauschabstand gering wird. Der Fachmann spricht in diesem Zusammenhang von einer sogenannten Ausschmierung.

Besonders nachteilhaft ist diese Ausschmierung, wenn für die Rückprojektion ein iteratives Verfahren verwendet wird, da durch die Ausschmierung und den großen zu bemessenden Bildbereich eine hohe Anzahl von Iterationen benötigt wird, was die Rechenzeit bzw. die benötigte Rechenleistung erhöht.

5

Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren bereitzustellen, welches eine höhere Abbildungsqualität bei gering auflösenden Tomographieverfahren ermöglicht. Weiterhin liegt der Erfindung die Aufgabe zugrunde, eine Vorrichtung und ein Computerprogramm zur Ausführung des vorgenannten

10 Verfahren bereitzustellen.

Die Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst, indem zur Bildrekonstruktion aus dem ersten Bilddatensatz

- zunächst aus dem zweiten Bilddatensatz mindestens ein darzustellender

15 Bildbereich ausgewählt wird und

- danach die Bildrekonstruktion aus den Bilddaten des ersten Bilddatensatzes berechnet wird, welche in dem ausgewählten Bildbereich liegen.

20 Das erfindungsgemäße Verfahren berechnet daher bei der Bildrekonstruktion nicht eine Rückprojektion über den gesamten Bildbereich. Vielmehr wird zuvor ein

Bildbereich ausgewählt, welcher für den Betrachter von Interesse ist. Diese Auswahl wird anhand von Bilddaten vorgenommen, welche mit einem zweiten Tomographieverfahren, welches eine höhere Auflösung als das erste Tomographie-

25 bereiche des Bildes ausgewählt werden, welche den darzustellenden Gegenstand oder Teile davon beinhalten. Weiterhin können auch mehrere Raumbereiche, welche ggf. zusammenhängen, ausgewählt werden, wie z.B. Gefäßsysteme.

30 Durch die Rückprojektion der Bilddaten über den ausgewählten Bildbereich wird erreicht, dass die Bildwerte nicht über den gesamten Bildbereich ausgeschmiert

werden, sondern nur über einen kleineren Bildbereich, nämlich den ausgewählten Bildbereich. Dadurch wird erreicht, dass das Signal-Rausch-Verhältnis (Signal to Noise Ratio, SNR) erhöht wird und eine qualitativ bessere Abbildung der darzustellenden Strukturen erfolgt.

5

Das erfindungsgemäße Verfahren ist insbesondere dann vorteilhaft, wenn das erste Tomographieverfahren ein nuklearmedizinisches Tomographieverfahren ist, insbesondere SPECT oder PET. Bei diesen Verfahren wird dem Patienten vor der tomographischen Erfassung der Bilddaten ein Kontrastmittel verabreicht. Dieses

10

Kontrastmittel lagert sich in bestimmten Strukturen des Körpers, ggf. in Abhängigkeit bestimmter physiologischer Vorgänge, ab und wird durch das nuklearmedizinische Tomographieverfahren kontrastreich abgebildet. SPECT und PET besitzen dabei eine nur geringe räumliche Auflösung von etwa 5 bis 15 mm.

15

Zur Verbesserung der Bildqualität kann insbesondere ein Magnetresonanztomographieverfahren oder ein Röntgentomographieverfahren (MR bzw. CT) verwendet werden. Diese Tomographieverfahren haben Auflösungen im Bereich von 0,5 bis 1 mm. Besonders vorteilhaft ist das erfindungsgemäße Verfahren dann, wenn zur tomographischen Abbildung ein kombiniertes CT/PET-System benutzt wird oder Tomographiegeräte, welche andere tomographische Verfahren

20

kombinieren.

Eine vorteilhafte Ausführungsform des Verfahrens sieht vor, dass die Auswahl des Bildbereichs mittels eines automatischen Segmentierungsverfahrens erfolgt.

25

Neben der manuellen Segmentierung durch den Betrachter, beispielsweise durch die Definition von Bildgrenzen oder die Auswahl von Bildeckpunkten, sind insbesondere automatische Auswahlverfahren vorteilhaft. Bei den automatischen Auswahlverfahren kann beispielsweise eine Auswahl der darzustellenden Bildelemente anhand deren Bildwerte (z.B. Grautöne) erfolgen. So ist es

30

beispielsweise möglich, anhand der Bildwerte eines computertomographischen

Röntgenbildes (sog. HU-Werte) bestimmte Körpergewebe auszuwählen, die dann dargestellt werden oder von der Darstellung ausgeschlossen werden. Weiterhin ist es denkbar, bei einem automatischen Segmentierungsverfahren Bereiche auszuwählen, die einen ähnlichen oder gleichen Bildwert aufweisen und

5 zusammenhängend sind. Hier können übliche Segmentierungsverfahren wie z.B. das Verfahren des Bereichswachstums („regional growing“), verwendet werden. Weiterhin kann vorgesehen sein, dass bei der automatischen Auswahl eines Bildbereichs andere bekannte Verfahren wie morphologische Öffnung oder ähnliches angewendet werden.

10

Das erfindungsgemäße Verfahren kann dabei insbesondere vorsehen, dass die erforderliche Zuweisung der Bilddaten des ersten und zweiten Bilddatensatzes zueinander, also die sogenannte Registrierung vereinfacht oder beschleunigt wird, indem nur darzustellende Bilddaten des ersten Bilddatensatzes dem zweiten

15 Bilddatensatz zugeordnet werden.

20

Das erfindungsgemäße Verfahren wird insbesondere dann vorteilhaft verwendet, wenn die Bildrekonstruktion mittels iterativer Rückprojektion erfolgt. Eine iterative Berechnung läuft dabei grundsätzlich regelmäßig nach dem Ablauf ab, dass die Differenz von Zwischenergebnissen einer sich periodisch in gleicher Weise wiederholenden Bildberechnung gebildet wird und anhand der Höhe der Differenz zwischen zwei aufeinanderfolgenden Berechnungszyklen auf die Qualität des berechneten Bildes geschlossen wird. Dabei wird üblicherweise ein Grenzwert festgelegt (Konvergenzkriterium), welches erreicht werden muss.

25

Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren kann dabei, da der Abstand zwischen Signal und Rauschwert durch das erfindungsgemäße Verfahren von Anfang an vergrößert ist, eine Reduzierung der benötigten Iterationsschritte bis zum Erreichen eines Konvergenzkriteriums verringert werden im Vergleich zum

30 konventionellen Verfahren mit Ausschmierung über den gesamten Bildbereich. In

5

10

25 Eine bevorzugte Ausführungsform der Erfindung soll anhand der Figuren näher
beschrieben werden. Es zeigen darin:

Figur 2 eine schematische Darstellung des Zusammenwirkens der Mittel einer erfindungsgemäßen Vorrichtung und

30 Fig. 3 einen Strukturablauf eines Verfahrens zur iterativen Rückprojektion.

Bei der bevorzugten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens wird zunächst, Bezug nehmend zu Figur 1, eine computertomographische Aufnahme S1 einer Körperregion gemacht, bei der mehrere Schnittaufnahmen dieser Körperregion in bestimmtem Abstand zueinander aufgenommen werden. Aus dieser
5 computertomographischen Aufnahme ergibt sich als Ergebnis ein CT-Bild-
datensatz R1. Vor oder nach der computertomographischen Aufnahme wird dem Patienten ein Kontrastmittel verabreicht und eine SPECT-Aufnahme S2 gemacht, als deren Ergebnis ein SPECT-Bilddatensatz R2 erhalten wird. Die SPECT-
Aufnahme S2 wird vorzugsweise für die gleiche Körperregion und mit gleichem
10 Schnittebenenabstand vorgenommen wie die CT-Aufnahme S1.

Aus dem CT-Bilddatensatz R1 und dem SPECT-Bilddatensatz R2 wird eine Bildüberlagerung bzw. Registrierung S3 vorgenommen, bei der die Bilddaten des
15 CT-Bilddatensatzes R1, welche geometrisch an der gleichen Stelle liegen wie die
Bilddaten des SPECT-Bilddatensatzes R2 jeweils einander zugeordnet. Bei dieser Zuordnung können bekannte Verfahren, z.B. Fiducial Marker, verwendet werden. Die CT-Aufnahme S1 und die SPECT-Aufnahme S2 müssen dabei nicht den identischen Bildbereich abdecken, sondern es ist ausreichend, wenn sich die beiden
20 Aufnahmen in dem darzustellenden Bereich überschneiden. Des weiteren ist es nicht erforderlich, dass der Schichtabstand der beiden Aufnahmen gleich ist, sondern es ist auch denkbar, dass der Schichtabstand der einen Aufnahme ein ganzzahliges Vielfaches des Schichtabstands der anderen Aufnahme ist.

Aus dem CT-Bilddatensatz R1 wird nun ein Bild rekonstruiert S4, wobei übliche
25 Verfahren wie iterative oder analytische Rückprojektion angewendet werden können. In dem so erstellten CT-Bild R3 wird eine Segmentation des darzustellenden Bereichs S5 vorgenommen. Diese Segmentation kann dabei sowohl in einer Richtung orthogonal als auch in einer Richtung parallel zur Projektionsrichtung erfolgen, insbesondere gleichzeitig in beiden Richtungen. So
30 kann beispielsweise durch Setzen mehrerer Eckpunkte eines darzustellenden

Raumbereichs oder durch Umfahren eines Raumbereichs mit einer Grenzlinie erfolgen. Dabei können auch mehrere darzustellende Bereiche, welche miteinander verbunden oder nicht miteinander verbunden sind, ausgewählt werden. Weiterhin ist denkbar, die Segmentation automatisch ablaufen zu lassen, indem Bildelemente mit einem bestimmten Bildwertbereich ausgewählt werden oder indem zusammenhängende Bereiche mit einem ähnlichen Bildwertbereich, beispielsweise durch das Verfahren des Bereichswachstums, ausgewählt werden. Weiterhin ist denkbar, Strukturen in dem Bild mit, unterhalb oder oberhalb einer bestimmten Größe auszuwählen, wobei übliche Verfahren wie z.B. das Verfahren der morphologischen Öffnung, angewandt werden können. In gleicher Weise ist denkbar, einen oder mehrere Bildbereiche durch Filterung aus dem darzustellenden Bereich zu entfernen.

Das so erstellte, segmentierte CT-Bild R4 wird nun in einer numerischen Vorwärtsprojektion S6 in einen segmentierten CT-Bilddatensatz R5 gewandelt. Bei diesem Schritt können in vereinfachter Weise die ausgewählten Bildelemente, d.h. der segmentierte, darzustellende Bereich, den Bilddaten des ursprünglichen CT-Bilddatensatzes wieder zugeordnet werden.

Die Bilddaten des segmentierten CT-Bilddatensatzes werden in einem nächsten Schritt S7 den Bilddaten des SPECT-Bilddatensatzes zugewiesen, so dass ein segmentierter SPECT-Bilddatensatz R6 erstellt wird. Dieser segmentierte SPECT-Bilddatensatz R6 enthält nur noch die Bilddaten, welche für den darzustellenden Bereich, welcher anhand des CT-Bilddatensatzes ausgewählt wurde, relevant sind.

Aus dem segmentierten SPECT-Bilddatensatz wird nun in einem weiteren Schritt S8 ein Bild rekonstruiert, vorzugsweise durch eine iterative Rückprojektion des segmentierten SPECT-Bilddatensatzes. Bei dieser iterativen Rückprojektion werden somit die Bilddaten nur über den darzustellenden Bereich, also regelmäßig über einen wesentlich kleineren Bereich als den Gesamtbildbereich, ausgeschmiert, wodurch das Signal-Rausch-Verhältnis („Signal to Noise Ratio“) erhöht wird. Das

auf solche Art rekonstruierte Bild R7 ist somit randschärfer und kontrastreicher. Hierdurch wird die Anzahl der benötigten Iterationsschritte für ein Bild, welches einem mit konventioneller Rekonstruktionstechnik gewonnenen Bild qualitativ etwa gleichwertig ist, verringert, d.h. Rechenzeit und benötigte Rechenleistung sind
5 geringer. In gleicher Weise kann, wenn die Anzahl der Iterationsschritte des konventionellen Verfahrens beibehalten wird, d.h. bei gleicher Rechenzeit und Rechenleistung, ein qualitativ wesentlich besseres Bild erzeugt werden.

10 Figur 2 zeigt einen schematischen Aufbau der erfindungsgemäßen Vorrichtung bzw. der Programmiermittel des erfindungsgemäßen Computerprogramms.

Die Vorrichtung umfasst CT-Bilderfassungsmittel M1 und SPECT-Bilderfassungsmittel M2, welche mit Bildüberlagerungsmitteln bzw. Registrierungsmitteln M4 zusammenwirken. Die CT-Bilderfassungsmittel M1 wirken mit
15 Bildrekonstruktionsmitteln für CT M3 zusammen, welche aus dem CT-Bilddatensatz ein CT-Bild erstellen. Dieses CT-Bild wird mittels manueller Segmentationsmittel M5, welche von einem Benutzer der Vorrichtung gesteuert werden, segmentiert und hierbei ein darzustellender Bereich ausgewählt..

20 Die manuellen Segmentationsmittel wirken mit Mitteln zur numerischen Vorwärtsprojektion M7 der ausgewählten CT-Bildelemente zusammen, welche einen Bilddatensatz aus dem segmentierten Bild erstellen.

Alternativ können, wie mit den unterbrochenen Linien in Figur 2 gezeigt, die CT-
25 Bilderfassungsmittel mit automatischen Segmentationsmitteln M 6 zusammenwirken, welche anhand vorgegebener oder vom Benutzer der Vorrichtung beeinflussbarer Parameter bestimmte Bilddaten automatisch auswählen.

Die mittels der automatischen Segmentationsmittel M6 ausgewählten Bilddaten
30 bzw. die mittels der numerischen Vorwärtsprojektionsmittel erzeugten Bilddaten

wirken mit Bildrekonstruktionsmitteln M8 für die SPECT-Bilddaten zusammen.

Die Bildrekonstruktionsmittel für die SPECT-Bilddaten wirken mit den Bildüberlagerungsmitteln/ Registrierungsmitteln zusammen, um die ausgewählten CT-Bilddaten den entsprechenden, geometrisch gleich angeordneten SPECT-

5 Bilddaten zuzuordnen.

Alternativ kann auch vorgesehen werden, die Bildüberlagerung bzw. Registrierung mit Hilfe der Bildüberlagerungsmittel M4 erst zu einem Zeitpunkt vorzunehmen, an dem bereits eine manuelle (M5) oder automatische (M6) Segmentation und
10 somit Auswahl der darzustellenden Bildelemente erfolgte. Hierbei wird darauf verzichtet, Bildbereiche zu überlagern, bzw. Bilddaten zu registrieren, welche in einem nicht darzustellenden Bereich liegen.

Die Bildrekonstruktionsmittel SPECT M8 erzeugen aus den ausgewählten
15 Bilddaten eine qualitativ hochwertige, nuklearmedizinische Darstellung des segmentierten Bildbereichs.

Die Rekonstruktion eines Bildes aus dem segmentierten SPECT-Bilddatensatz S8 mittels iterativer Rückprojektion wird anhand Figur 3 beschrieben. Die Iteration
20 besteht darin, dass zunächst ein Bild durch Rückprojektion der darzustellenden Bilddaten des ersten Bilddatensatzes R6, welche anhand des zweiten Bilddatensatzes bzw. Bildes R1, R3 ausgewählt wurden, in einer Rückprojektion S10 ein Iterationsbild R11 berechnet wird und nachfolgend in einem Berechnungsschritt S11 aus diesem Iterationsbild R11 ein Iterationsbilddatensatz R12
25 numerisch erstellt wird. Dieser Iterationsbilddatensatz R12 stellt somit das Ergebnis einer numerischen Vorwärtsprojektion S11 des berechneten Bildes dar. Nachfolgend wird aus dem numerisch erstellten Iterationsbilddatensatz R12 und dem ersten Bilddatensatz R10 eine Differenz gebildet. Diese Differenz ist ein Maß für die Abweichung des Iterationsbilddatensatz R12 von dem Iterationsstart-
30 bilddatensatz R10. Ist diese Differenz besonders klein, so stellt das berechnete Bild

keine wesentliche qualitative Verbesserung gegenüber dem anfänglich berechneten Bild dar. In diesem Fall wird das iterative Berechnungsverfahren beendet und das berechnete Bild R11, R7 mittels einer Ausgabe S20 dargestellt.

- 5 Unterschreitet die Differenz jedoch nicht einen vorbestimmten Wert (das Konvergenzkriterium), so wird die Differenz zu dem Iterationsbilddatensatz S11 hinzuaddiert und solcherart ein neuer Iterationsstartbilddatensatz R14, berechnet. Mit diesem berechneten Iterationsstartbilddatensatz R14, welcher den neuen Iterationsstartbilddatensatz R10 darstellt, wird nachfolgend wiederum ein
- 10 Iterationsdurchlauf gestartet, an dessen Ende wiederum die Differenz zur Beurteilung der Konvergenz herangezogen wird und ggf., wenn das Konvergenzkriterium nicht erfüllt wird, wiederum zu dem Iterationsbilddatensatz R12 addiert wird zur Erstellung eines Iterationsstartbilddatensatzes R14.
- 15 Diese Iterationsschritte werden solange wiederholt, bis das Konvergenzkriterium erfüllt wird und das zuletzt berechnete Bild R11 dem Betrachter als segmentiertes SPECT Bild R7 ausgegeben wird.

PATENTANSPRÜCHE

1. Verfahren zur selektiven Darstellung von Körperstrukturen, bei dem

- ein erster Bilddatensatz mittels eines ersten Tomographieverfahrens erfasst wird;
- ein zweiter Bilddatensatz mittels eines zweiten
5 Tomographieverfahrens, welches eine höhere Auflösung als das erste Verfahren aufweist, erfasst wird, wobei sich die Bilddaten des ersten und zweiten Bilddatensatzes zumindest teilweise räumlich überdecken,
- ein Bild aus dem ersten Bilddatensatz rekonstruiert wird,
- die darzustellenden Bilddaten des ersten Bilddatensatzes mit Hilfe des
10 zweiten Bilddatensatzes ausgewählt werden,

dadurch gekennzeichnet,

dass zur Bildrekonstruktion aus dem ersten Bilddatensatz

- zunächst aus dem zweiten Bilddatensatz mindestens ein darzustellender
Bildbereich ausgewählt wird und
- 15 - danach die Bildrekonstruktion aus den Bilddaten des ersten Bilddatensatzes berechnet wird, welche in dem ausgewählten Bildbereich liegen.

2. Verfahren nach Anspruch 1

dadurch gekennzeichnet,

- 20 dass das erste Tomographieverfahren ein nuklearmedizinisches Tomographieverfahren ist, insbesondere SPECT oder PET.

3. Verfahren nach Anspruch 1

dadurch gekennzeichnet,

dass die Auswahl des Bildbereichs mittels eines automatischen Segmentierungsverfahrens erfolgt.

5

4. Verfahren nach Anspruch 1

dadurch gekennzeichnet,

dass die Bildrekonstruktion mittels iterativer Rückprojektion erfolgt.

10

5. Verfahren nach Anspruch 4

dadurch gekennzeichnet,

dass die Berechnung des Bildes aus der anfänglichen Berechnung eines Bildes durch Rückprojektion der darzustellenden Bilddaten des ersten Bilddatensatzes, den nachfolgenden Schritten

15

- numerische Erstellung eines Iterations-Bilddatensatzes aus dem berechneten Bild
- Bestimmung der Differenz aus erstem Bilddatensatz und Iterations-Bilddatensatz
- Berechnung eines Iterations-Bildes mittels Addition der Differenz zu dem berechneten Bild

20

und der iterativen Wiederholung dieser Schritte mit den berechneten Iterationsbildern bis zur Erfüllung mindestens eines Konvergenzkriteriums, insbesondere Unterschreitung eines vorbestimmten Konvergenzwertes durch die Differenz, besteht.

25

5

- 10

15.

20

7. Computerprogramm mit Programmmitteln zur Veranlassung eines Computers zur Ausführung des Verfahrens nach Anspruch 1, wenn das Computerprogramm auf einem Rechner läuft.

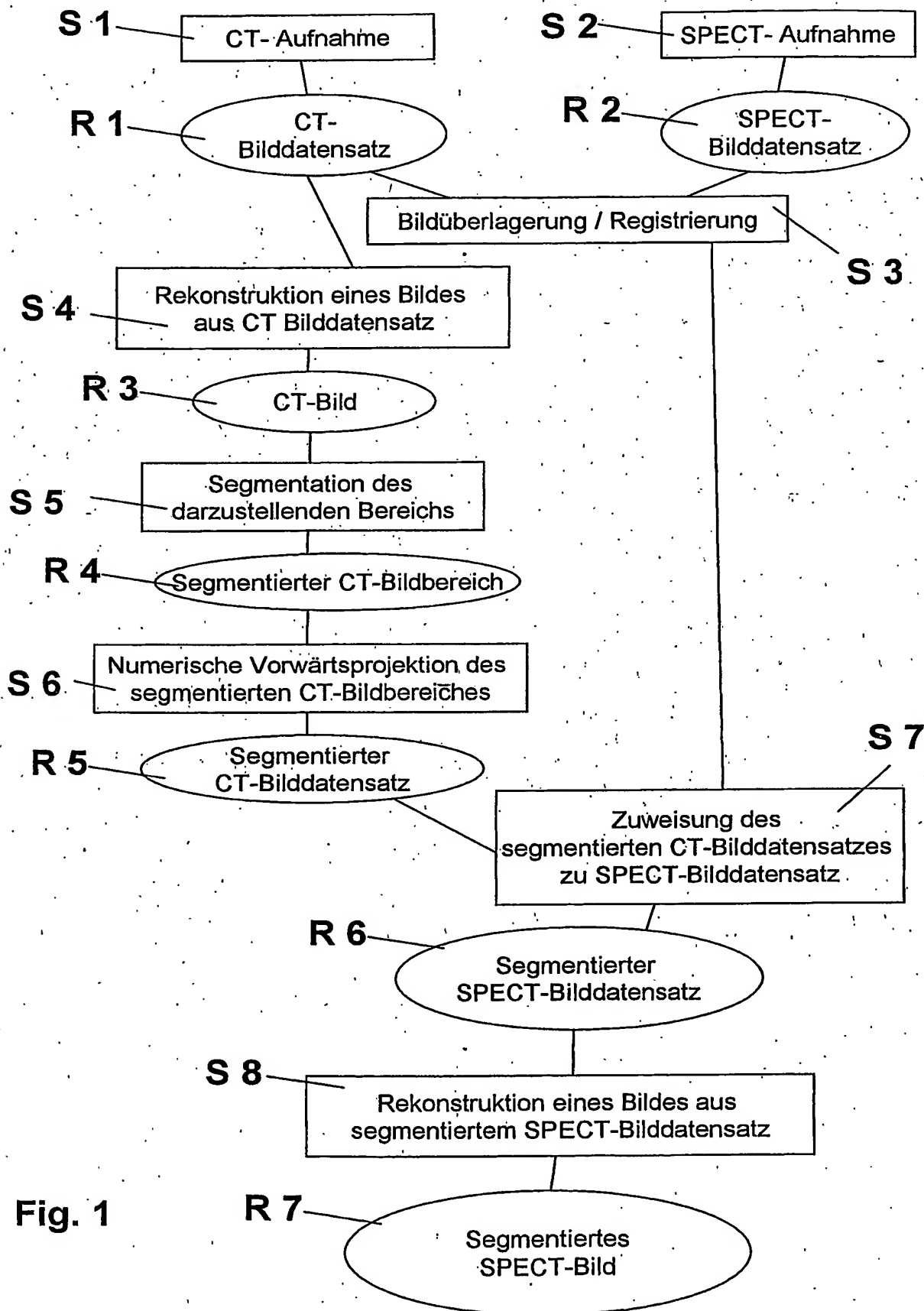


Fig. 1

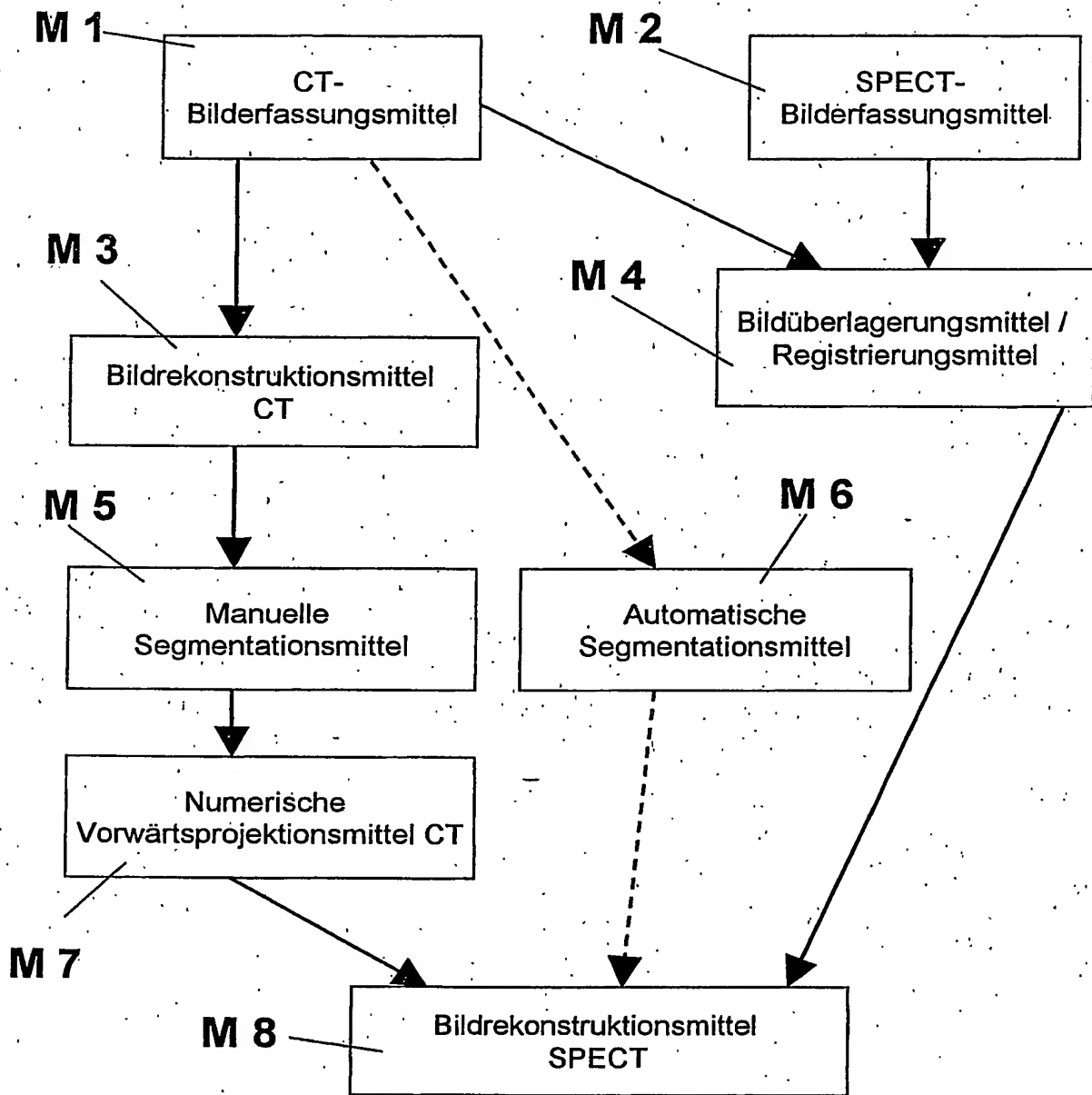


Fig. 2

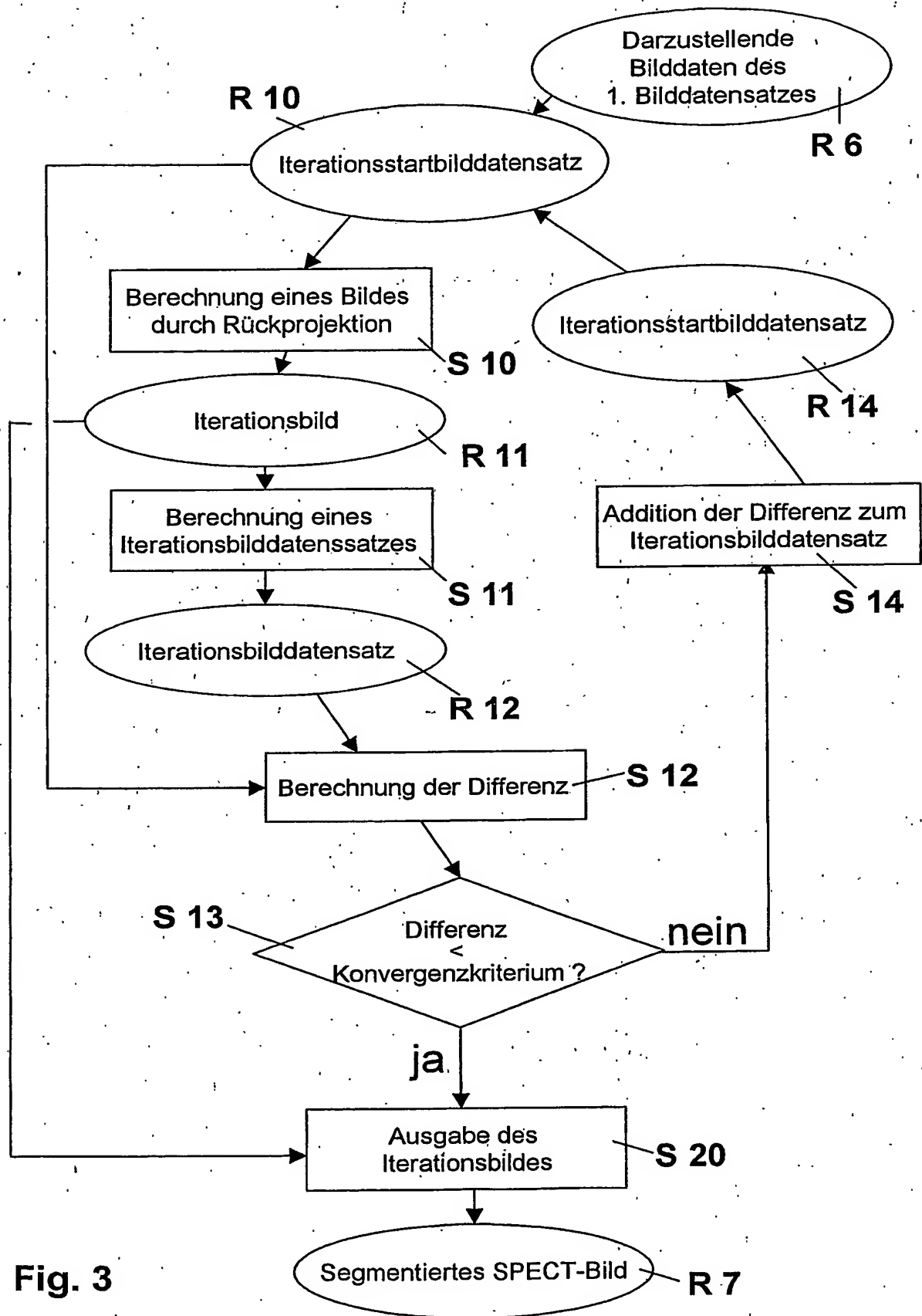


Fig. 3

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☒ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☒ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.